

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 17/72 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200580018389.1

[45] 授权公告日 2009年7月29日

[11] 授权公告号 CN 100518681C

[22] 申请日 2005.4.5

[21] 申请号 200580018389.1

[30] 优先权

[32] 2004.4.5 [33] US [31] 10/816,809

[86] 国际申请 PCT/IL2005/000375 2005.4.5

[87] 国际公布 WO2005/096975 英 2005.10.20

[85] 进入国家阶段日期 2006.12.5

[73] 专利权人 扩张整形外科公司

地址 以色列赖阿南纳

[72] 发明人 马克·M·莱维 伊兰·格林伯格

[56] 参考文献

WO0044319A1 2000.8.3

US200268939A1 2002.6.6

US6127597A 2000.10.3

CN1383790A 2002.12.11

US5695515A 1997.12.9

审查员 陈 萌

[74] 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限责
任公司

代理人 王爱华 田军锋

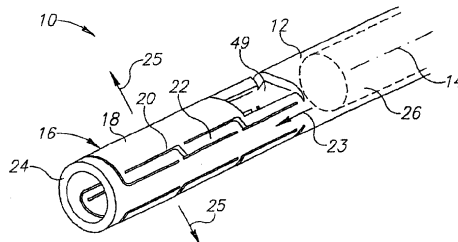
权利要求书3页 说明书13页 附图14页

[54] 发明名称

可张开的骨装置

[57] 摘要

一种可张开的骨装置，包括：沿纵轴延伸的单一主体，该主体包括可变形的远端部分，该远端部分具有收缩定位，用于邻近脊骨结构放置，可变形的远端部分包括由若干相对窄的切口构成的、相对宽的，互相连续支撑表面，支撑表面与单一主体的余下部分通过相对窄的可变形板条相接，可变形的远端部分具有张开定位，其中支撑表面被横向向外远离并大致平行于纵轴移动；以及致动器，它与可变形的远端部分连接并且可操作，以使可变形的远端部分在收缩定位和张开定位之间移动。



1. 一种可张开的骨装置，包括：

沿纵轴延伸的单一主体，该主体包括可变形的远端部分，该远端部分可变形处于使远端部分的形状收缩的收缩定位，用于邻近骨结构放置，所述可变形的远端部分包括由相对窄的切口构成的、相对宽的互相连续支撑表面，所述支撑表面与单一主体的余下部分通过相对窄的可变形板条相接，所述可变形的远端部分可变形处于使远端部分的形状向外张开的张开定位，其中所述支撑表面被横向向外远离并大致平行于纵轴移动；以及

致动器，它与所述可变形的远端部分连接并且可操作，以使所述可变形的远端部分在收缩定位和张开定位之间移动。

2. 如权利要求 1 所述的可张开的骨装置，其中所述支撑表面被设置成至少一对支撑表面，它们相对纵轴沿相反的方向横向向外张开。

3. 如权利要求 2 所述的可张开的骨装置，其中至少一对支撑表面关于纵轴对称地沿相反方向横向向外张开。

4. 如权利要求 2 所述的可张开的骨装置，其中至少一对支撑表面关于纵轴非对称地沿相反方向横向向外张开。

5. 如权利要求 1 所述的可张开的骨装置，其中所述窄的切口中的某些大致平行于纵轴。

6. 如权利要求 1 所述的可张开的骨装置，其中所述可变形板条沿纵轴大致等间隔地彼此间隔开。

7. 如权利要求 1 所述的可张开的骨装置，其中至少一些所述可变形板条沿纵轴以不同的距离彼此间隔开。

8. 如权利要求 1 所述的可张开的骨装置，其中所述单一主体包括大致平坦的多边形形状，其围绕大致与纵轴横切的折叠轴折叠。

9. 如权利要求 1 所述的可张开的骨装置，其中还包括桥元件，将所述可张开的骨装置的两个所述单一主体连接起来。

10. 如权利要求 1 所述的可张开的骨装置，其中所述可变形的远端部分包括至少一个非光滑表面，以适于与骨结构结合。

11. 如权利要求 1 所述的可张开的骨装置，其中所述单一主体包括不变形的末端，它位于所述可变形的远端部分的远端。

12. 如权利要求 1 所述的可张开的骨装置，其中所述致动器具有弓形的张开形状和多边形的形状中的至少一种。

13. 如权利要求 9 所述的可张开的骨装置，其中所述可张开的骨装置可通过经椎弓根方法引入，并借助所述桥元件可锁定到周围结构。

14. 如权利要求 9 所述的可张开的骨装置，其中所述桥元件是刚性的并适于将所述可张开的骨装置连接到其它椎骨或周围结构。

15. 如权利要求 9 所述的可张开的骨装置，其中所述桥元件是柔性的并适于将所述可张开的骨装置连接到其它椎骨或周围结构。

16. 如权利要求 9 所述的可张开的骨装置，其中所述桥元件还可与所述可张开的骨装置的水平不同的脊柱水平上连接到其它装置上。

17. 如权利要求 1 所述的可张开的骨装置，其中使用所述可张开

的骨装置作为适于椎体压缩性骨折的体内可张开装置。

18. 如权利要求 1 所述的可张开的骨装置，其中还包括可缩回套管，用于移出和缩回可张开骨装置，所述缩回套管适于被远端地朝着可变形的远端部分推动，用于收缩支撑表面。

19. 如权利要求 1 所述的可张开的骨装置，其中还包括锁定机构，适于限制所述可张开骨装置向近端和远端的移动。

20. 如权利要求 19 所述的可张开的骨装置，其中所述锁定机构包括旋在所述可张开骨装置的近端部分的螺纹固定器。

21. 如权利要求 1 所述的可张开的骨装置，所述可张开的骨装置是椎体间融合装置，该椎体间融合装置可在脊柱椎间盘中定位，且可连接到其它椎骨或周围结构。

22. 如权利要求 1 所述的可张开的骨装置，还包括锁定机构，该锁定机构适于限制所述可张开骨装置相对所述纵轴向近端和远端的移动。

可张开的骨装置

发明领域

本发明总的涉及可张开的骨装置，例如但不限于用于椎体重建(椎体成形术)(vertebroplasty)的装置，例如用于胸和腰脊椎区域压缩性骨折的治疗，或例如用于横移与脊骨相联的结构的可张开骨装置。

发明背景

已经研制出了各种仪器和方法用于压缩性骨折和其它骨质疏松的和/或非骨质疏松的疾病。在一种方法中，可在要治疗的骨骼中形成空腔，随后将膨胀的类似气囊的装置插入该骨腔中。该类似气囊装置的膨胀造成多孔骨的压紧和/或骨髓抵住骨骼的内皮层壁，以此造成骨腔的扩大和/或减少压缩性骨折。然后将该类似气囊装置缩小并从骨腔移出。有时将生物兼容性填充材料，例如甲基丙烯酸盐水泥或合成的骨代用品放入骨腔并使之变为硬的状态，以给骨骼提供内部结构的支撑。

气囊张开装置的一个例子是授予 Beyar 等人的美国专利 6,127,597，其中描述了一种用于插入通过骨孔并进入骨髓内腔的骨固定设备。该骨固定设备包括直径张开、具有外圆周表面的金属球囊管。该管具有减小的第一直径，用于插入通过孔而进入骨髓内腔，并具有张开后的第二直径，其中当流体被注入所述的骨固定设备时，其直径径向增大，从减小的第一直径增加到张开后的第二直径。

然而，已经发现类似气囊装置的张开并不容易控制。而是，当这种类似气囊装置膨胀时，张开沿阻力最小的路径发生。结果，多孔骨的压紧的方向和/或压缩性骨折的减少是不可控制的，而且张开在多个方向并沿多个轴发生。

Foley 等人的美国专利 6,676,665 描述了用于脊骨治疗的另一个装置。该装置包括一细长的构件，该构件具有可变形的远端部分，并至少部分由柔性并优选地为弹性材料制成。远端部分具有用于放置在邻近椎体的初始结构；和变形结构，该变形结构限定至少一个向外延伸的突起，用于移动至少部分椎体。该细长的构件优选地包括棒状构件，套筒构件和致动机构，该致动机构用于在棒状构件和套筒构件之间施加相对线性位移，以实现套筒构件远端部分的向外变形。在一个实施例中，该器械被用来压紧多孔骨以在椎体中形成空腔。在另一个实施例中，该器械被用来减少压缩性骨折。在另一个实施例中，该器械被用来在邻近椎体之间分出椎间盘。

Levy 等人的美国专利 6,554,833 描述了一种用于稳定骨的装置，其包括具有第一和第二端区域的管状体，在第一和第二端区域之间限定出一纵轴。有多个板条从第一端区域伸出，这些板条包括连接到第一端区域的第一端，和布置与第一端区域远离的第二端，第二端可从通常的轴向收缩状态定向到基本横向张开的状态。有多个支撑臂连接到板条，而且有致动器连接到支撑臂，致动器相对细长体可轴向移动，从而造成支撑臂引导板条的第二端从收缩状态到张开状态。任选地，所述装置包括另一组板条，这些板条从第二端区域延伸出来或定位在管状体的中间区域。

发明内容

本发明寻求提供一种可张开的骨装置，如下文进一步详细描述。下文描述的本发明的可张开的骨装置用于脊骨(例如椎弓根或脊骨骨突等)，但是要强调的是本发明不限于脊骨，并可用于任何骨骼，例如但不限于跟骨，桡骨远端，胫骨上端，手骨和骨骺。本发明可在治疗任何骨骼疾病，不适和问题中使用，例如但不限于骨折，外伤的预防或由于骨质疏松症，内分泌，新陈代谢造成的骨折或肿瘤骨骼疾病，AVN 和外伤。本发明可作为支撑骨骼结构的“脚手架”，例如用于填充骨骼结构(例如，用骨水泥，骨移植，骨代用品或胶原质和其它材料)，并

且根据手术需要可以或不可留在骨骼结构中。

这样根据本发明的实施例提供了一种可张开的骨装置，包括：沿纵轴延伸的单一主体，该主体包括可变形的远端部分，该远端部分具有收缩定位，用于邻近脊骨结构放置，可变形的远端部分包括由若干相对窄的切口构成的、相对宽的互相连续支撑表面，支撑表面与单一主体的余下部分通过相对窄的可变形板条相接，可变形的远端部分具有张开定位，其中所述支撑表面被横向向外远离并大致平行于纵轴移动；以及致动器，它与可变形的远端部分连接并且可操作，以使可变形的远端部分在收缩定位和张开定位之间移动。

可张开的骨装置可包括下列中的一个或多个特征。例如，支撑表面设置至少一对支撑表面，它们对称地或非对称地相对纵轴沿相反方向横向向外张开。所述窄的切口中的某些大致平行于纵轴。另外或选择性地，所述窄的切口中的某些相对于纵轴成非零的角度。可变形板条大致彼此沿纵轴等间隔或以不同的距离间隔开。

单一主体通常是圆柱形。或者，单一主体包括大致平坦的多边形形状，其围绕大致与纵轴横切的折叠轴折叠。

有桥元件可以连接在两个单一主体之间。可变形的远端部分包括至少一个非光滑表面，以适于与骨结构结合。单一主体包括不变形的末端，它位于可变形的远端部分的远端。

附图说明

本发明将通过下面详细的说明书及结合附图的描述而被更加全面的理解和明确，其中：

图 1 是可张开的骨装置的简化示意图，该可张开的骨装置根据本发明实施例构造和操作，处于收缩定位，并包括位于可变形的远端部分远端的不变形末端；

图 2 是可张开的骨装置的简化示意图, 该装置根据本发明另一个实施例构造和操作, 处于收缩定位, 并没有不变形的末端;

图 3A 是图 1 的可张开的骨装置的简化示意图, 处于张开定位;

图 3B 是图 2 的可张开的骨装置的简化示意图, 处于张开定位;

图 4A,4B 和 4C 是图 1 的可张开的骨装置的简化示意图, 通过椎弓根引入椎体, 分别处于收缩, 半张开和完全张开定位;

图 4D,4E 和 4F 是根据本发明实施例另一种形式的、用作椎骨根锚定装置的可张开的骨装置的简化示意图, 分别处于收缩, 张开和锁定定位;

图 4G,4H,4I 和 4J 是根据本发明实施例用作内部椎体融合装置的可张开的骨装置的简化示意图, 其中图 4G 示出部分收缩定位, 且图 4G 的实施例示出在图 4H 张开, 而图 4I 和 4J 示出张开的其它不同形式;

图 5A,5B 和 5C 是可张开的骨装置的简化示意图, 该装置根据本发明另一个实施例构造和操作, 分别处于收缩, 半张开和完全张开定位;

图 6A 是可张开的骨装置的简化示意图, 该装置依然根据本发明另一个实施例构造和操作, 处于收缩定位, 并包括位于可变形的远端部分远端的不变形末端;

图 6B 是可张开的骨装置的简化示意图, 该装置根据本发明另一个实施例构造和操作, 处于收缩定位, 而且没有不变形的末端;

图 7A 是图 6A 处于张开定位的可张开的骨装置的简化示意图;

图 7B 是图 6B 处于张开定位的可张开的骨装置的简化示意图;

图 8 是可张开的骨装置的简化示意图, 该装置依然根据本发明另一个实施例构造和操作, 处于收缩定位;

图 9A,9B,10A 和 10B 是可张开的骨装置的简化示意图, 该装置根据本发明另一个实施例构造和操作, 其中该装置张开到棱柱形状, 分别示出处于收缩(图 9A 和 10A)和张开(图 9B 和 10B)的定位; 以及

图 11A,11B 和 11C 是根据本发明不同实施例带有不同致动器的图 1 的可张开的骨装置的简化示意图, 该致动器可使可变形的远端部分在收缩和张开定位之间移动。

具体实施方式

现参照图 1, 其示出可张开的骨装置 10, 该装置 10 根据本发明实施例构造和操作。

可张开的骨装置 10 包括单一主体 12, 沿纵轴 14 延伸。该装置 10 可包括可变形的远端部分 16, 该远端部分 16 具有收缩定位, 用于邻近脊骨结构放置, 可变形的远端部分 16 可包括由若干相对窄的切口 20 形成的、相对宽的, 互相连续的支撑表面 18。支撑表面 18 与单一主体 12 的余下部分通过相对窄的可变形板条 22 相接。

在图 1 所示的非限制性实施例中, 单一主体 12 可以是通常圆柱的形状(但是其它形状也在本发明的范围内), 而可包括在可变形的远端部分 16 的远侧的不可变形末端 24。不可变形末端 24 可以是与单一主体 12 的余下部分相连的环。一个或多个支撑表面 18 可以是不光滑的, 用于增加与脊骨结构的结合。另外或可选择性地, 一个或多个支撑表面 18 可以涂敷增加与骨骼结合的材料, 例如但不限于羟磷灰石。在示出的实施例中的支撑表面是弓形的(与圆柱的形状轮廓一致), 但也可以是任意的其它形状和尺寸。

可张开的骨装置 10 可非限制地由医用安全的金属(例如, 不锈钢, 形状记忆合金, 例如镍钛诺)或塑料构成, 包括可再吸收的材料和形状记忆聚合物。

如图 1 看出的, 一些窄的切口 20 可大致平行于纵轴 14。另外或可选择性地, 一些窄的切口 20 可与纵轴 14 成非零的角度。可变形板条 22 通常相等地间隔开, 或彼此沿纵轴 14 间隔开不同的距离。

图 1 示出包括末端 24 的可张开的骨装置 10 一种形式。图 2 示出可张开的骨装置 10 另一种非限制形式, 其被称作可张开的骨装置 10',

该装置 10' 没有不变形末端 24。图 1 和 2 都示出处于收缩定位的可张开的骨装置。

有致动器 26 可以与可变形的远端部分 16 连接。该致动器 26 可以使可变形的远端部分 16 在收缩定位和张开定位之间移动。非限制性地, 致动器 26 可以类似于参照在美国专利 6,554,833 的图 12-15D 的实施例中示出和描述的致动器(也称为细长控制构件)。例如, 致动器 26 可以是螺纹杆, 与形成在单一主体 12 中的内螺纹匹配。螺纹杆的旋转可使螺纹杆向可变形的远端部分 16 远端地前进, 如箭头 23 指示的。螺纹杆楔入可变形的远端部分 16, 并且造成支撑表面横向向外远离并大致平行于纵轴 14 移动, 到达张开定位, 如箭头 25 指示的。图 3A 和图 3B 分别示出处于张开定位的可张开的骨装置 10 和 10'。

要强调的是本发明不限于上述的致动器 26, 并且可实现本发明而使用的张开可变形的远端部分 16 的其它方法, 例如但不限于机械的(手动的或机动的), 气动, 水力的或任何其它张开的方法。

如图 3A 和图 3B 看到的, 支撑表面 18 被设置一对或多对, 它们在相对纵轴 14 对称或非对称地向相反方向横向向外张开。对于对称的张开, 可变形板条 22 的长度可以是相等的。对于不对称的张开, 可变形板条 22 的长度可不同, 造成相对纵轴 14 在不同或各个角度都可以张开。另外或可选择性地, 通过使可变形板条 22 的长度从其近端到其远端大致逐渐变大或反之亦然, 带有支撑表面 18 的可变形的远端部分 16 可变形成为若干不同非直的形状(例如楔形, 凹形, 凸形等)。

现参照图 4A, 4B 和 4C, 其示出可张开的骨装置 10 可以受控的方式逐渐张开和收缩。图 4A 示出将可张开的骨装置 10 通过椎弓根 32 引入椎体 30。这是用在脊柱手术中的公知的方法, 被称为经椎弓根(transpedicular)方法, 通常用于引导椎弓根螺丝和用于通过气囊或导管实施椎体成形术, 例如用于使用骨水泥或其它材料填充脊柱体。

图 4B 示出处于半张开定位的可张开的骨装置 10。图 4C 示出处于全张开定位的可张开的骨装置 10。这种张开是可逆的，并且可通过在原位置用致动器或其它工具伸缩装置以被移出。这种张开的状态可被锁定。

可使用桥元件 43(图 3B)将两个单一主体 12 连接在一起。桥元件 43 可位于脊椎骨的后部区域，而张开装置 10 则在脊椎骨体的内部(脊椎骨的前部)。可以将任何数量的(而不只一个)可张开的骨装置 10 引入脊椎骨体或其它骨骼中。

据此，可张开装置可植入在左右侧并通过桥元件 43 用最小创伤的方式连接在同一水平。桥元件 43 包括但不限于，不同的装置(棒，线，管或任何直的或弯曲的结构)用于锁定或固定。

可张开的骨装置 10 可由例如经椎弓根方法引入，并可以被单独地锁定在周围结构或用桥元件 43，例如但不限于，带或不带钉的垫圈，螺帽，螺丝，线材，内椎弓根额外件(extra piece)或其它适合的连接器相互连接在同一水平。“周围结构”包括但不限于，刺状的或侧面的骨突(process)，小关节峡部，或围绕椎弓根和椎板的支撑元件。

根据另一个实施例，桥元件 43 可以是刚性的，并可用于连接可张开装置 10 的后部额外椎弓根部分，将其与同一水平(例如对侧的)的或其它水平的(上或/和下的)周围结构连接，以实现固定用于融合。这种连接器包括但不限于，棒，开槽棒，迷你板，杆，线材或其它适于搭桥的结构。或者，桥元件 43 可包括动态元件，用于可张开装置 10 和用椎弓根螺钉，钩接近的其它椎骨或周围结构、或其它可张开装置之间的内部水平的连接，以便于固定而不融合。动态元件包括但不限于，由弹性体材料，例如硅树脂橡胶或聚氨酯制成的柔性带子，棒，条带或杆。

可张开装置 10 可用在椎骨体的粉碎性骨折中，以固定椎体，通过韧带均衡的帮助减少骨折。这可由以下实现：使可张开装置 10 张开并用标准椎弓根螺钉，钩或其它固定装置，通过与上和/或下水平连接将可张开装置 10 连接到其它装置上。

在本发明的另一个方面中，可张开装置 10 在后部的张开可被用来固定在后部围绕结构的装置，以此防止前部的移动。这种张开可或不可使装置的锁定机构参与后部围绕结构，装置的锁定机构下面进一步参考椎弓根锚定装置 200 描述。

可使用图 4A—4C 的(和本发明其它实施例的)可张开的骨装置 10 作为适于椎体压缩性骨折的体内可张开装置。如上所述，可张开装置 10 可通过最小创伤的经椎弓根方法置入，并且也可由最小创伤的、用于胸和腰椎侧面方法，以及用于任何水平的前部，侧部或后部的开口方法置入。可张开装置可以是有螺纹的，以用于容易插入椎弓根。

具体参照图 4C，可设置可缩回套管 15 用于移出和收回可张开装置 10。首先，如果已经使用闭锁元件闭锁可张开装置 10 到位，则必须将这些闭锁元件移开。接着，在闭锁元件移开后，可将缩回套管 15(例如由金属或刚性塑料构成，其内径略微大于可张开装置 10 的单一主体 12 的外径)置入椎弓根，位于可张开装置 10 的圆柱形的近端部分上。缩回套管 15 可被远端地朝着可变形的远端部分 16 推动，并可被用于压缩或收缩支撑表面 18，以便它们再一次与单一主体 12 的余下部分相连(或部分相连)。可张开装置 10 可通过拉或旋时的半圆运动抵住缩回套管 15 的边缘而被收回。

缩回套管 15 外面可有螺纹，以用于容易地插入椎弓根。缩回套管 15 内部可有螺纹，以用于与可张开装置 10 的外螺纹接合，在这种情况下，可张开装置 10 可通过旋入缩回套管 15 而被收回。

现参照图 4D,4E 和 4F, 其示出了根据本发明的实施例的可张开装置用作椎弓根锚定装置 200 的另一种方式。

如所述上文提到的可张开装置, 椎弓根锚定装置 200 可包括带有支撑表面 18 的可变形的远端部分 16。该椎弓根锚定装置 200 还可包括近侧部分 202, 其可带有螺纹(例如外螺纹)。如所述上文提到的可张开装置, 椎弓根锚定装置 200 可通过椎弓根而置入椎体(如图 4D 所示的收缩定位)。可使用上述的致动器 26(未示出)使支撑表面 18 向外张开(如图 4E 所示的张开定位)。支撑表面 18 可在椎体内张开, 且充分张开, 防止向近侧牵拉装置 200, 即, 防止向外回到椎弓根管(椎体的几何形状/解剖允许)。椎弓根锚定装置 200 可由锁定机构 204 锁定在适当的位置, 该锁定机构 204 适于限制椎弓根锚定装置 200 沿近侧和远侧方向移动(即向可变形的远端部分 16 和近侧部分 202 的移动)。锁定机构 204 可包括但不限于, 可旋到近侧部分 202 上的螺纹固定件(例如可选地带有垫圈或锁定垫圈的螺帽)。近侧部分 202 的螺纹的部分可保持洁净, 以与其它装置固定, 例如上文所述的桥元件 43。锁定的另一个方法可借助将张开的后部分通过连接器(例如线材, 杆, 螺丝或其它细长连接元件)与张开的远侧部分连接的方法。后部分可在安装或在原位置之前张开。两个张开部分并置在椎弓根管内, 将椎弓根锚定装置 200 锁定在适当的位置, 位于后部元件上。例如, 可使用这种装置在健康的脊椎骨上和骨折的椎骨下, 或用于校正变形, 变形时需要多点连接以用于连接到若干坚固的杆上(例如, 脊柱侧凸手术)。可以小创伤的方法或开口手术使用椎弓根锚定装置 200。

现参照图 4G,4H,4I 和 4J, 示出可张开装置另一种的方式, 在这里根据本发明的实施例作为椎体间融合装置 220 使用。

椎体间融合装置 220 可定位在脊骨的椎间盘中以促进融合。它可在收缩定位下置入, 并且可张开到张开定位。图 4G 示出呈十字管的形

状的致动器 226，它开始推动缩回装置 220。接着在图 4H 中示出张开定位。在图 4I 和 4J 中示出其它不同方式的张开。作为非限制性例子，收缩定位可在腰椎区域具有约 8mm 的周长，而在胸椎区域具有约 6mm 的周长，并可分别被张开到约 12mm 和 9mm 的周长。该装置可由最小创伤支撑方法置入，但也可以由胸侧最小创伤的方法置入。另外，可使用前开口或任何其它开口方法。

椎体间融合装置 220 可由任何适合装置张开，例如、但不限于，机械的(手动或自动)，气动，水力的或任何其它张开的方法。

图 4G 的实施例示出带有可选的内部十字，但可使用许多其它的结构。张开可考虑通过对称或非对称地张开以用于脊柱前弯症、驼背或脊柱侧凸的校正。张开物可包括棘或刺，这些棘或刺可与位于邻近椎骨端板的骨骼表面接合。装置的张开可造成椎间盘的一些分隔。在非限制性实施例中，整个装置可被包含于椎间盘中，且没有从椎间盘突出的自由端。

现参照图 5A,5B 和 5C，其示出可张开的骨装置 50，该装置 50 根据本发明另一个实施例构造和操作，分别处于收缩、半张开和完全张开定位。而在图 1 和 2 的实施例中有三个可变形的板条 22 用于每个支撑表面 18，在图 5A-5C 的实施例中有两个可变形的板条 52 用于每个支撑表面 18。本发明可使用任何数量的可变形的板条。在图 1 和 2 的实施例中，支撑表面 18 的近端与单一主体 12 的余下部分分隔开一间隙 49。在图 5A-5C 的实施例中，没有这种间隙。

现参照图 6A，该图是可张开的骨装置 60 的简化示意图，该装置 60 依然根据本发明另一个实施例构造和操作，处于收缩定位。

可张开的骨装置 60 与可张开的骨装置 10 类似，而且对相同的元件采用相同的附图标记。在可张开的骨装置 60 中，有若干窄的切口 62

与纵轴 14 成非零的角度。图 6B 示出可张开的骨装置 60 的另一个非限制的方式，它被称作可张开的骨装置 60'，没有不变形的末端 24。图 6A 和 6B 都示出了处于收缩定位的可张开的骨装置。图 7A 和 7B 分别示出了处于张开定位的可张开的骨装置 60 和 60'。

现参照图 8，其示出了可张开的骨装置 70，该装置 70 依然根据本发明另一个实施例构造和操作，处于收缩定位。可张开的骨装置 70 由单一主体 72 构成并具有大致平坦的多边形形状(例如矩形)，其中主体 72 围绕大致与纵轴 75 横切的折叠轴 74 折叠。该装置 70 包括可变形的远端部分 76，其具有收缩定位，用于邻近脊骨结构放置。可变形的远端部分 76 可包括由若干相对窄的切口 80 构成的、相对宽的，互相连续支撑表面 78。支撑表面 78 与单一主体 12 的余下部分通过若干相对窄的可变形板条 82 相接。有致动器(未示出)可以与可变形的远端部分 76 连接，用于使可变形的远端部分 76 在收缩定位和张开定位之间移动，如上文所述的那样。

现参照图 9A 和 9B，以及图 10A 和 10B，这些图示出了可张开的骨装置 90 和 100，装置 90 和 100 根据本发明其它实施例构造和操作。可张开的骨装置 90 和 100 可被构造为类似支架(stent)，例如但不限于，编织支架(细丝或线材被缠绕或编织成特定的结构)，或网状支架(金属网弯曲或形成特定的形状)，以及其它支架(例如，支杆或其它形状和种类的连接元件)。由于通常带有支架，可张开的骨装置 90 和 100 可具有可变形部分 92(相应的 102)，其具有压缩(例如收缩，变形，紧缩或收缩)定位(分别是图 9A 和 10A)，可张开到张开定位(分别是图 9B 和 10B)，张开可通过弹簧的弹性，气囊或机械张开实现，或通过形状记忆合金(例如镍钛合金，例如镍钛诺)的热或压力诱发恢复的自身张开到达预置的张开构造实现。

根据本发明非限制实施例，装置 90 和 100 张开到棱柱形状。例如，装置 90 可张开成三维的矩形棱柱形状。装置 100 可张开成三维的梯形

形状。这些只是两个非限制的例子，而且本发明不限于任何特定的形状。

在图 9A 和 10A 的收缩状态，装置可通过椎弓根置入，例如用已知带支架的护套或导管。该装置可有用于例如治疗骨折(其中不需要大尺寸的减小)，或可用于虚弱的未骨折脊椎骨的预防性治疗。

现参照图 11A,11B 和 11C，这些图示出带有不同致动器(分别为结构 114, 116 和 118)的可张开的骨装置 10，这些致动器可以与可变形的远端部分 16 连接，以使可变形的远端部分 16 在收缩定位和张开定位之间移动，该装置 10 根据本发明其它实施例构造和操作。注意，“连接”包括机械的直接和间接的链接以及非机械的连接，例如、但不限于电的，水力的和气动的。可张开的骨装置 10 可借助致动器张开，而致动器可留在适当位置以形成用于装置 10 的支撑结构。或者，可张开的骨装置 10 可张开形成骨骼结构，其中致动器在张开后被移除。

作为另一个选择，可不使用结构 114, 116 和 118 作为致动器，而是作为支撑结构。也就是说，可张开的骨装置 10 可用其它一些致动器(此处未示出)张开，而结构 114, 116 和 118 可被置入到可张开的骨装置 10 以在原位置提供额外支撑。

根据本发明的一个实施例，每个致动器(或支撑结构)均包括细长带 120，且具有一个或多个刻痕线 122，带 120 可绕着刻痕线 122 弯曲以变成不同的形状和构型。例如，在图 11A 中，致动器(或支撑结构)具有弓形的张开形状(例如，回转椭圆体形状)。在图 11B 中，致动器(或支撑结构)具有多边形的张开形状(例如，菱形形状)。在图 11C 中，致动器(或支撑结构)具有另一个多边形的张开形状(例如，梯形的形状)。致动器可以具有这些形状或其它形状的任何组合。致动器(或支撑结构)可以由与可张开的骨装置 10 相同的或类似的材料制成，但具有不同的硬度，刚度或其它机械性能，或具有不同的尺寸(例如厚度和宽度)和形

状。不同材料和性能的选择带来不同度的刚度，以用于支撑结构和整个系统，其可适用于不同的骨骼，患者年龄和人体参数，以满足在每种情况下适当固定的需要。致动器(或支撑结构)可有不同件的库存供应，这样医师可选择最好的用于工作。它们可以多种不同的方法锁定在适当的位置。

应该理解，为了清楚，本发明各个特征描述于各个实施例中，这些特征还可在单个实施例中以组合的形式提供。相反地，为了简明，本发明的各个特征描述于单个实施例中，这些特征还可以分开或以任何合适的子组合提供。

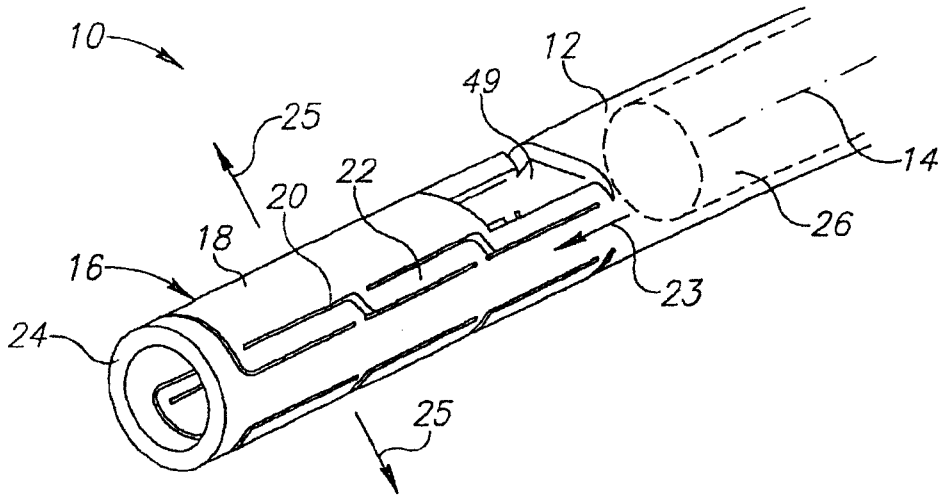


图1

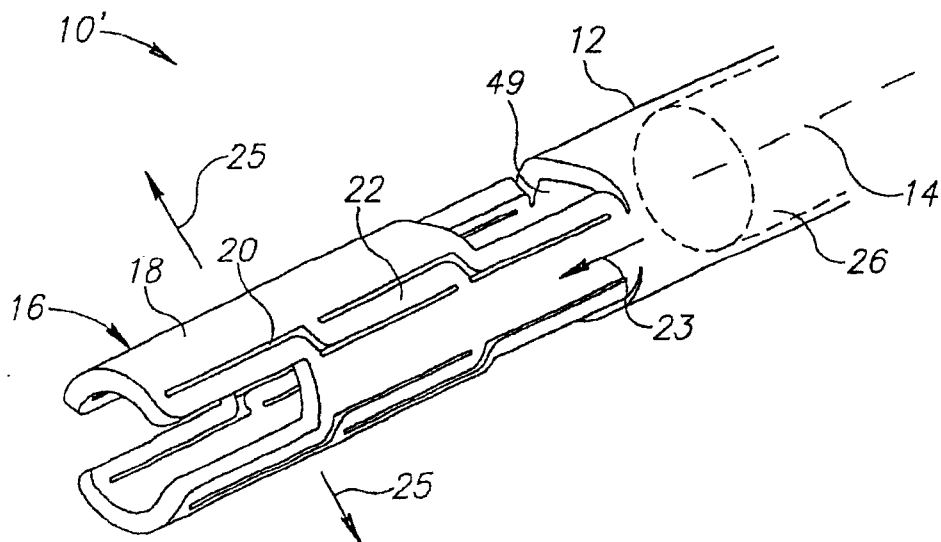


图2

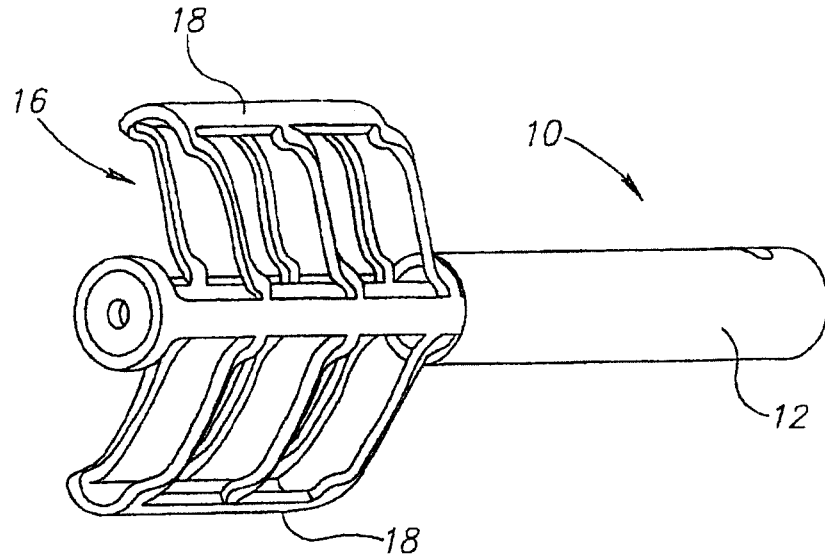


图3A

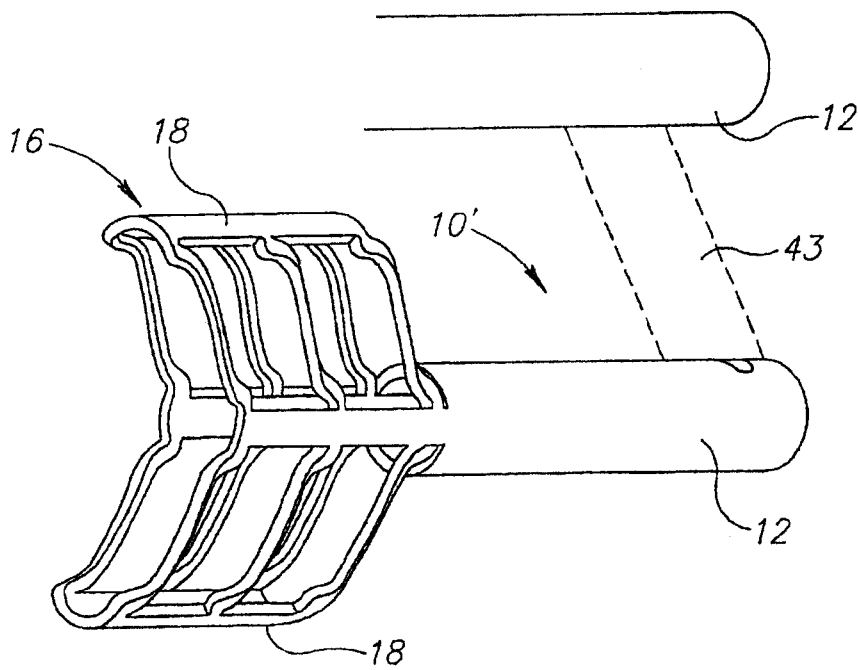


图3B

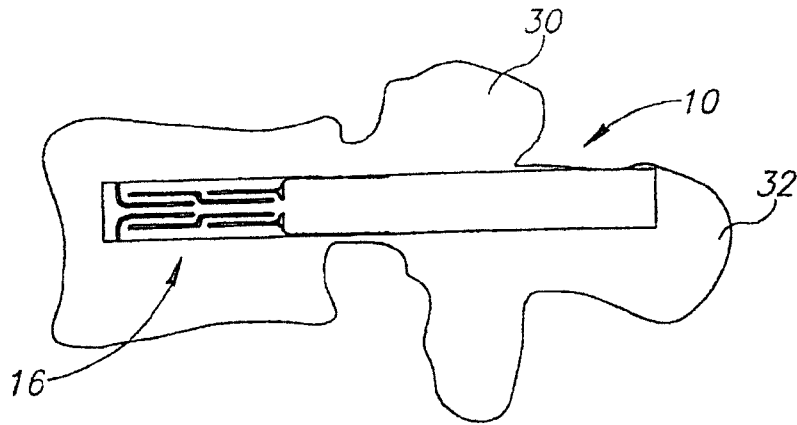


图4A

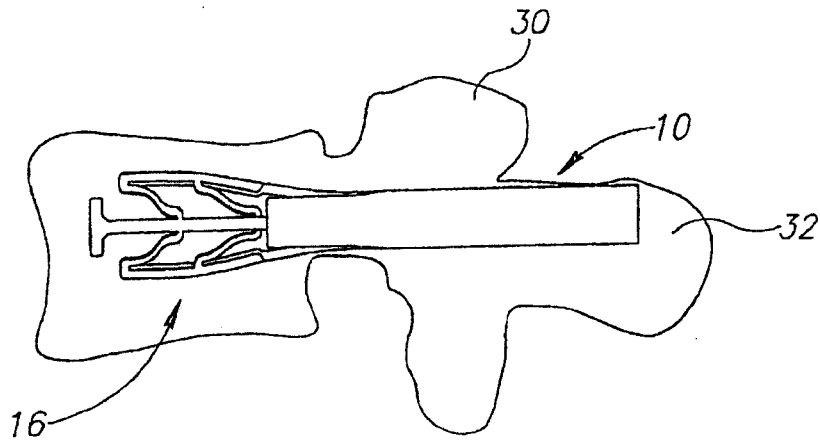


图4B

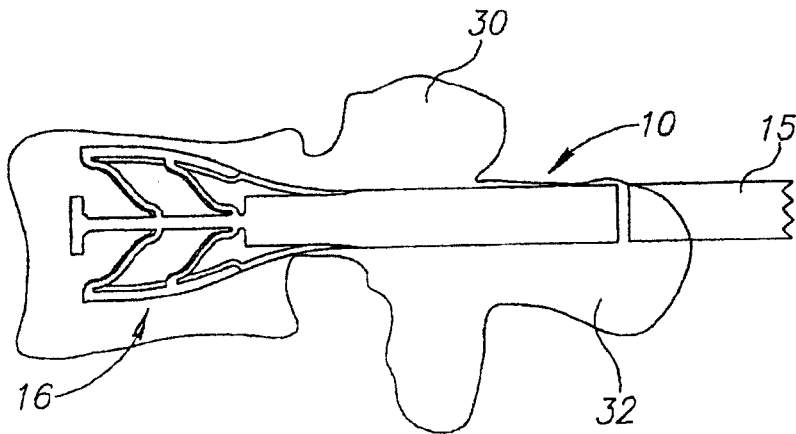


图4C

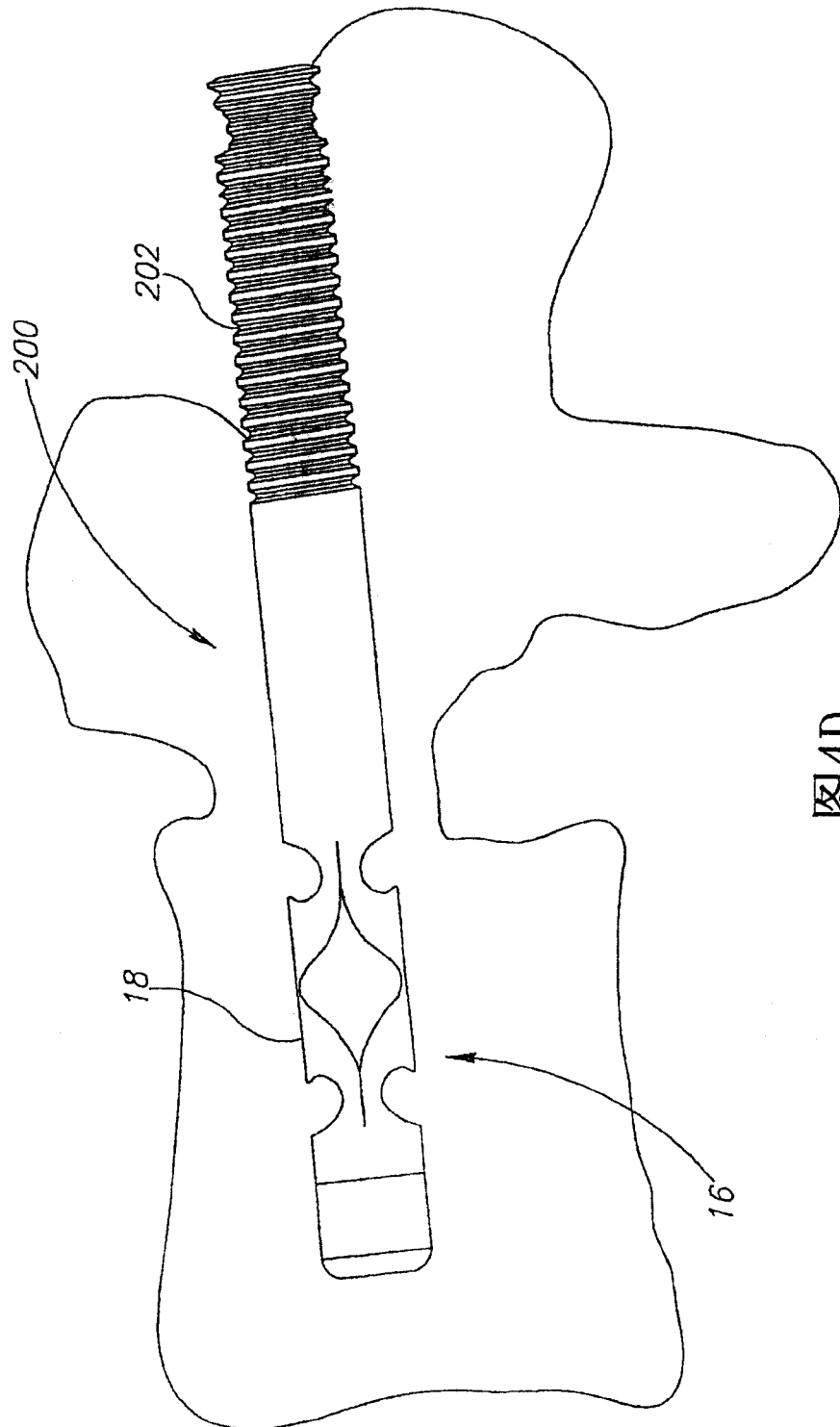


图4D

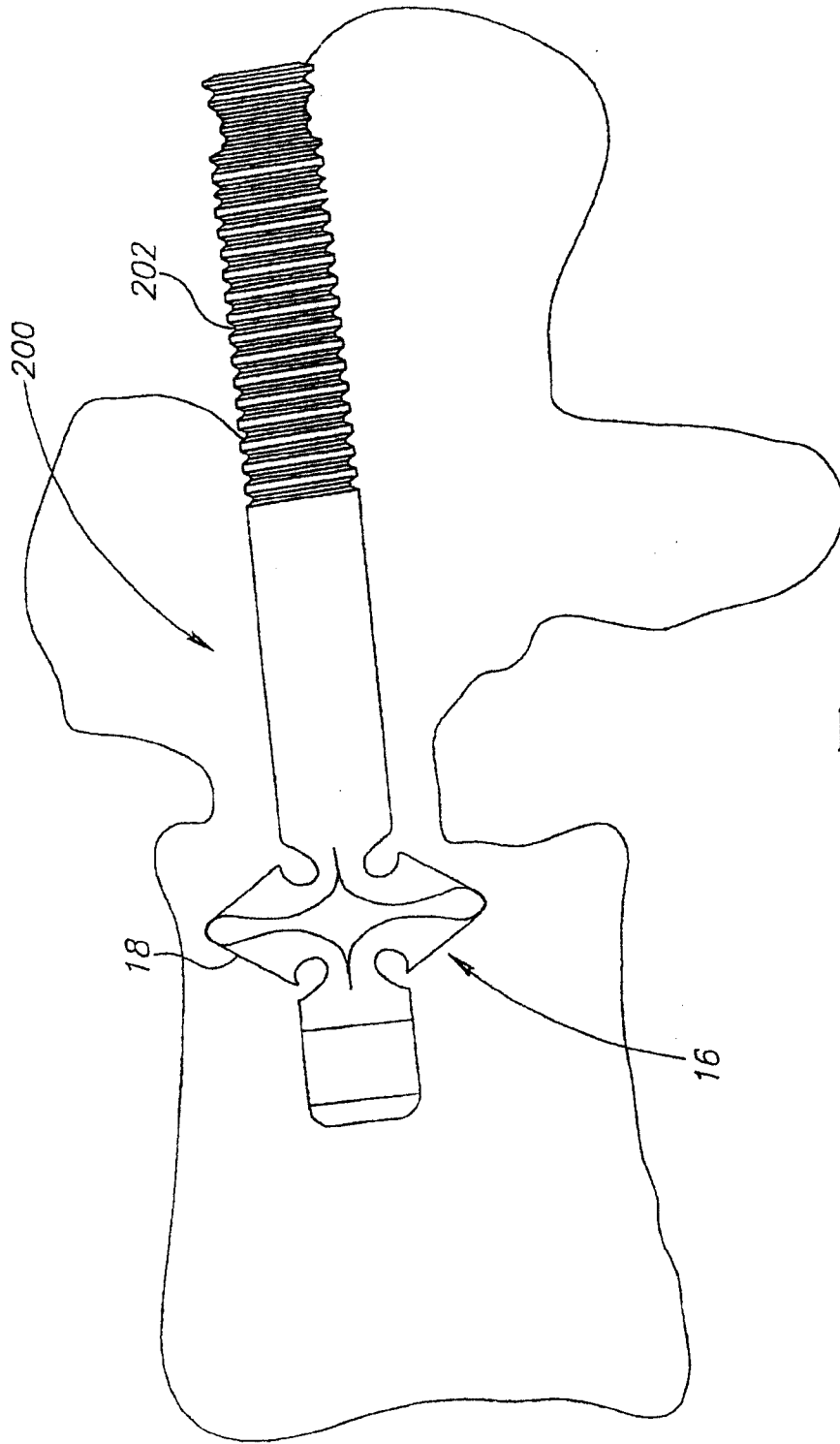


图4E

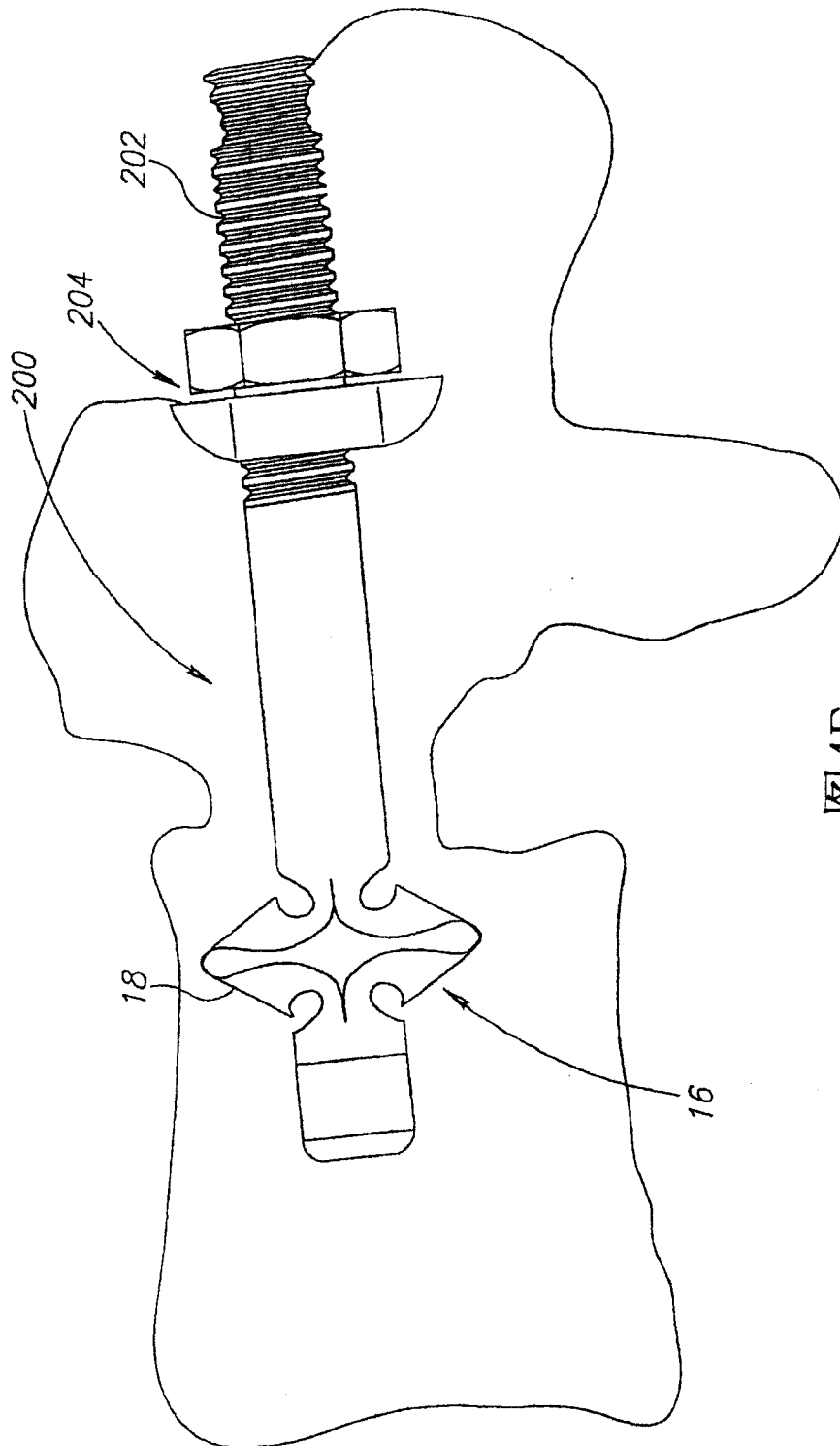


图4F

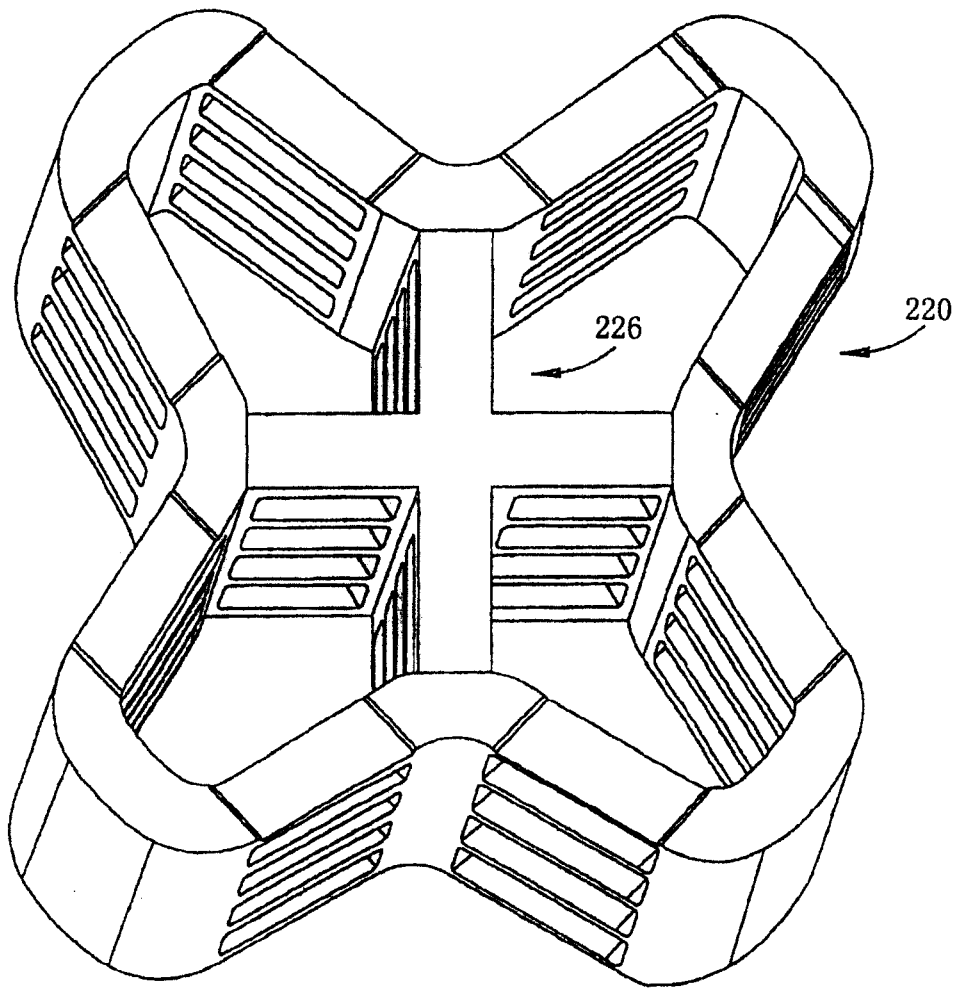


图4G

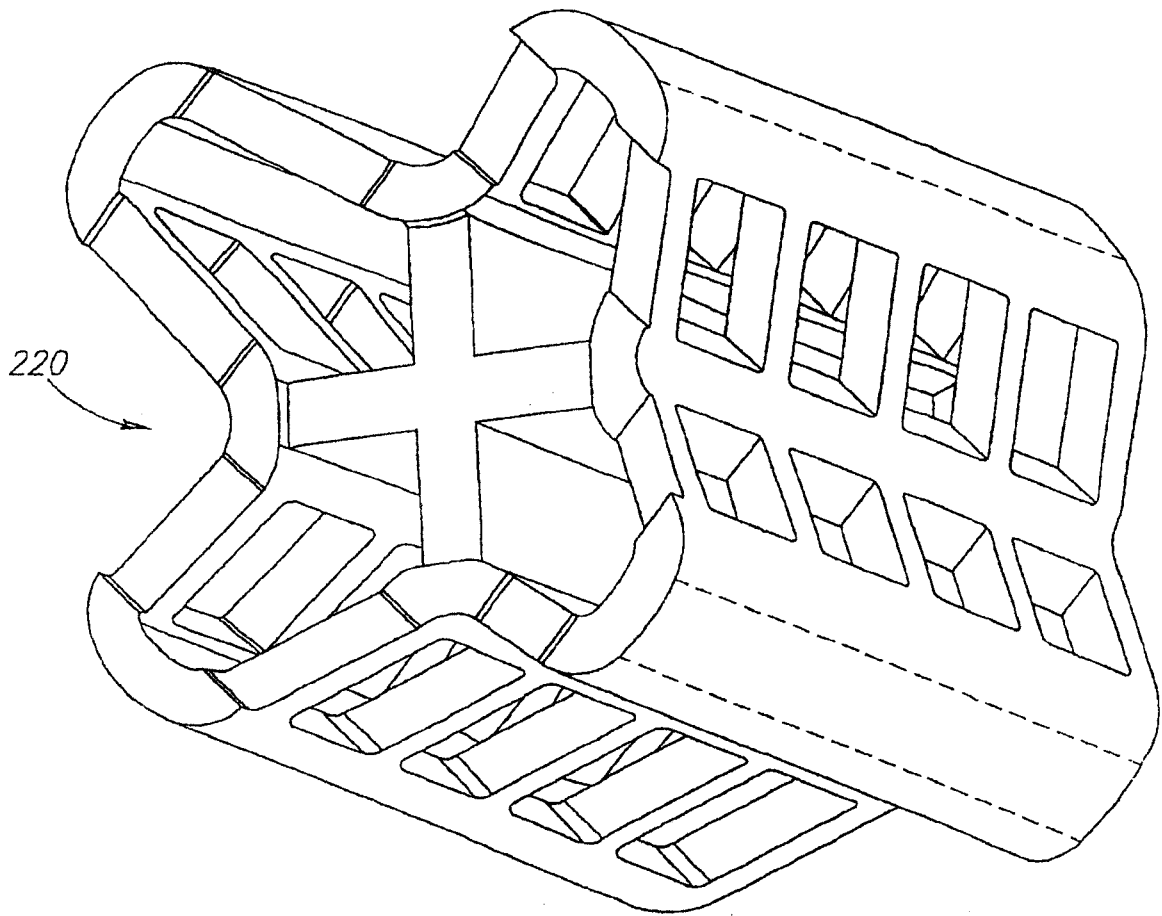


图4H

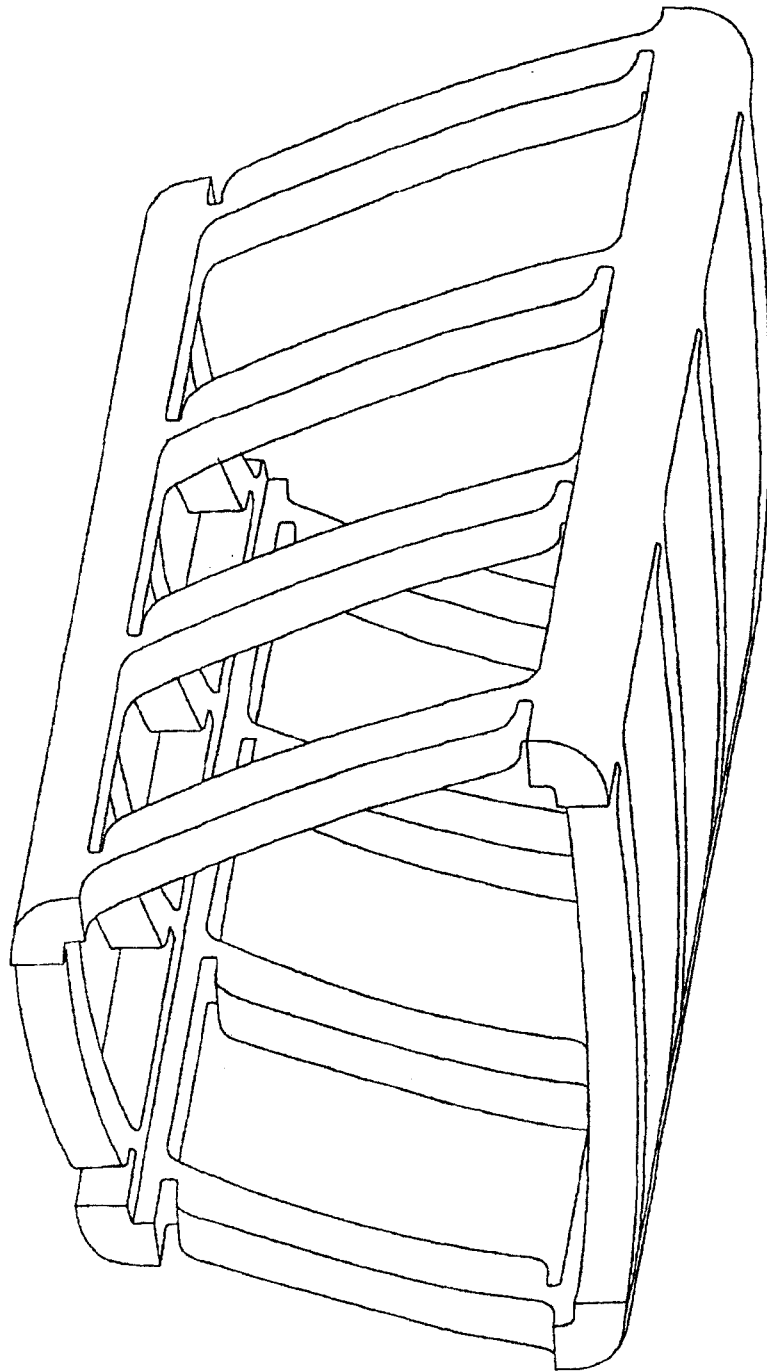


图4I

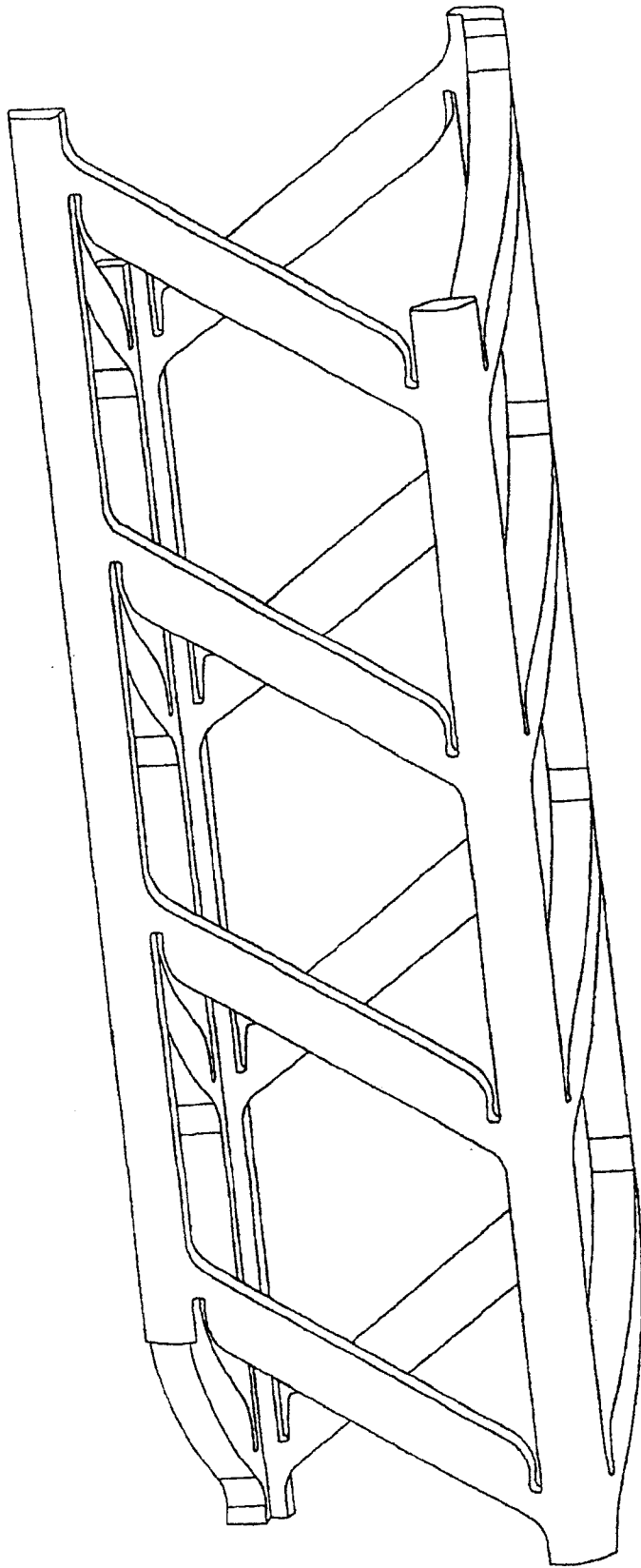


图4J

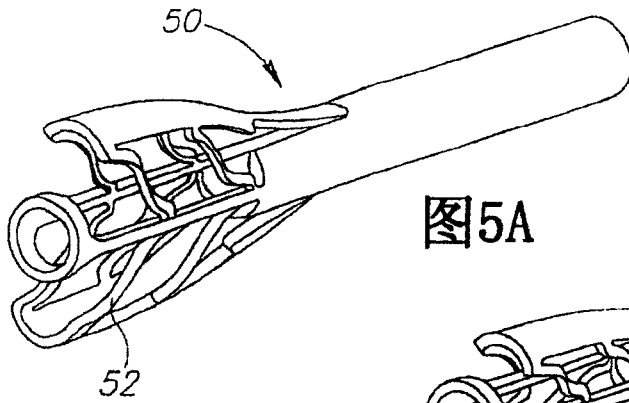


图5A

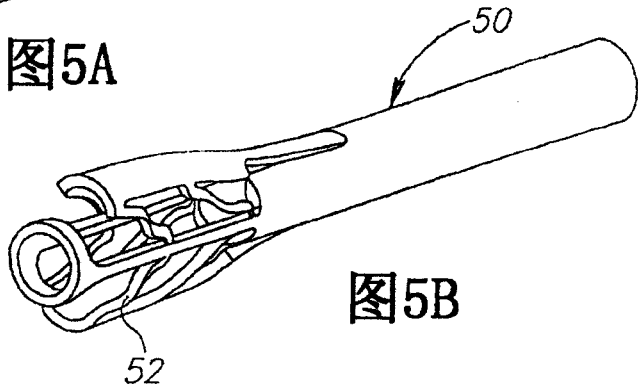


图5B

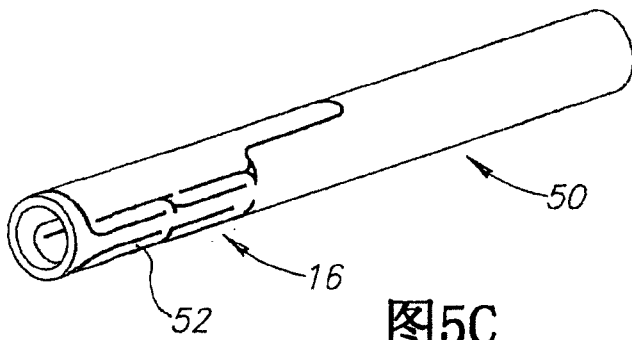


图5C

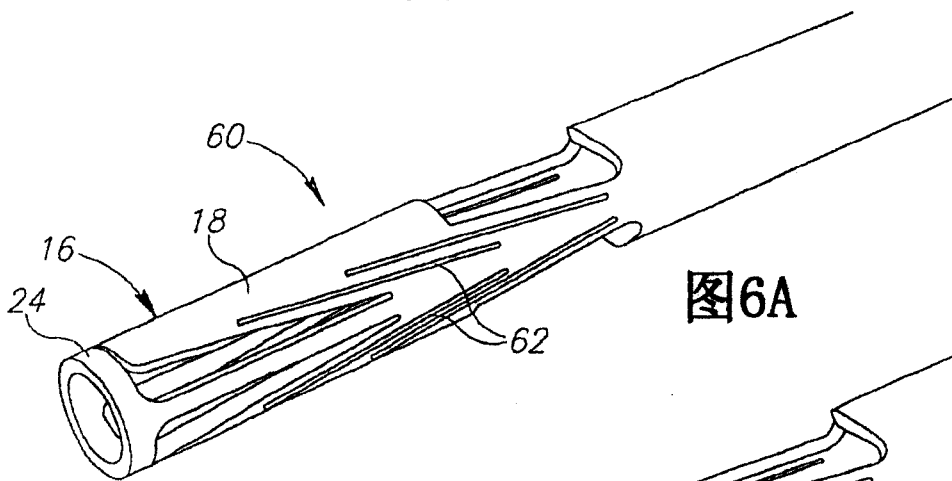


图6A

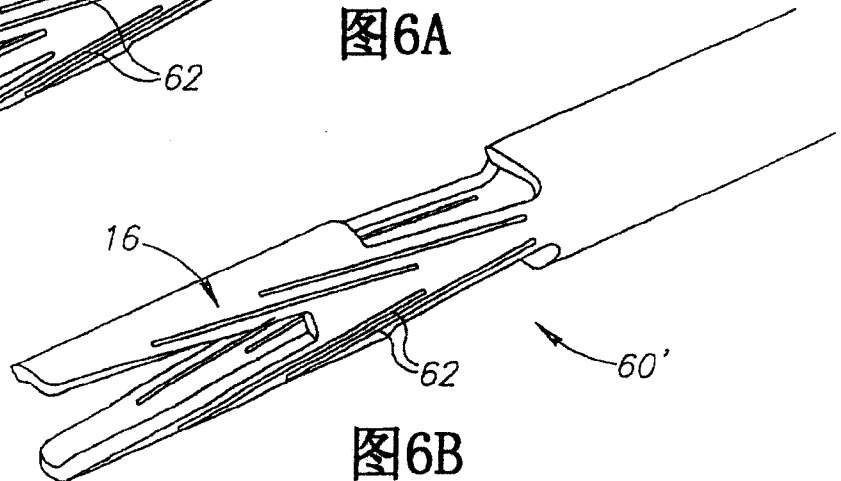


图6B

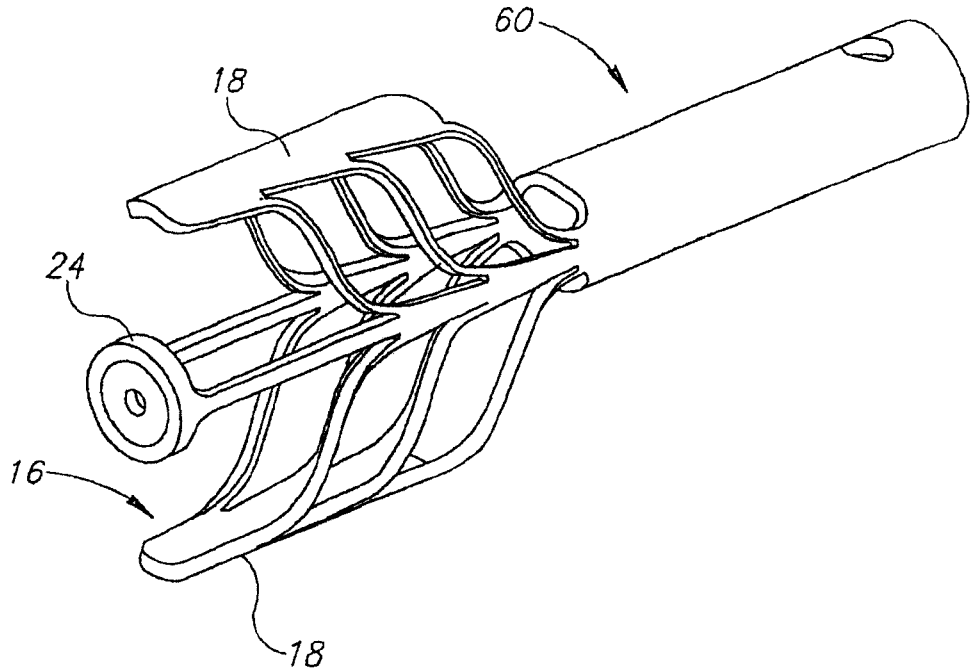


图7A

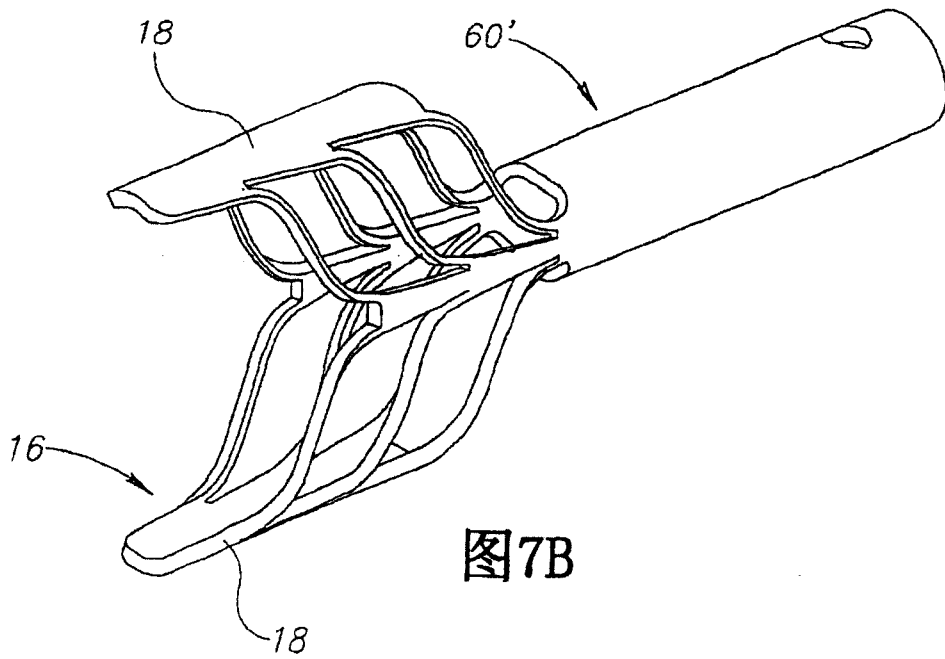


图7B

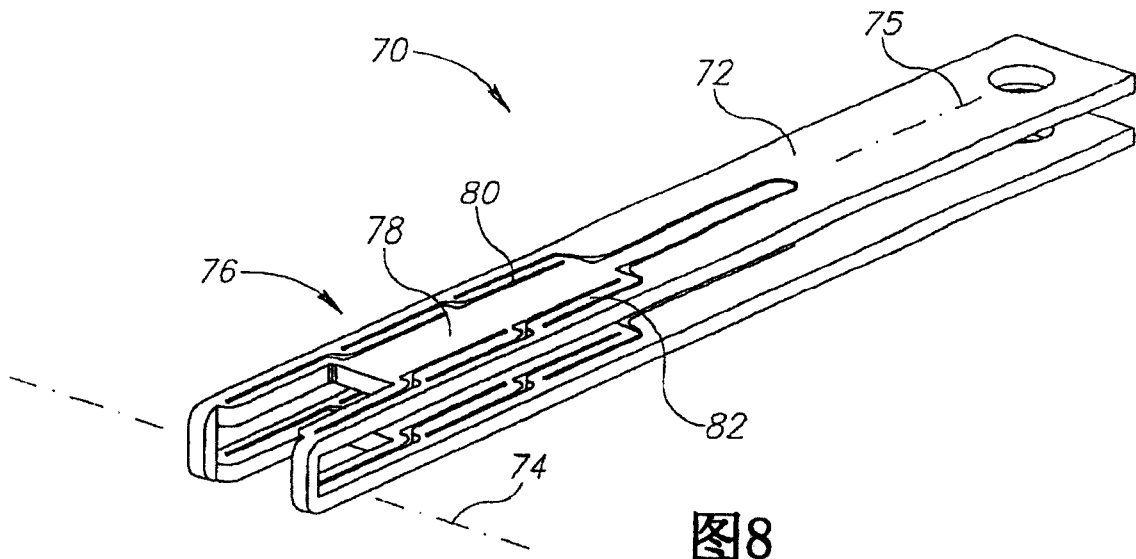


图8

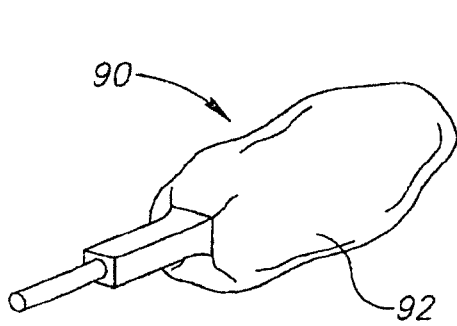


图9A

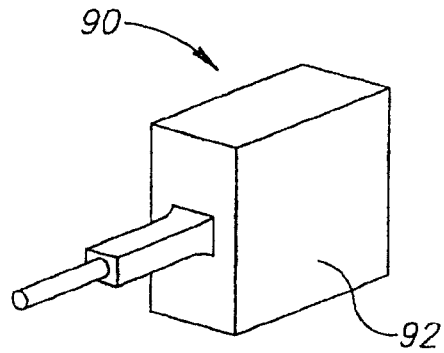


图9B

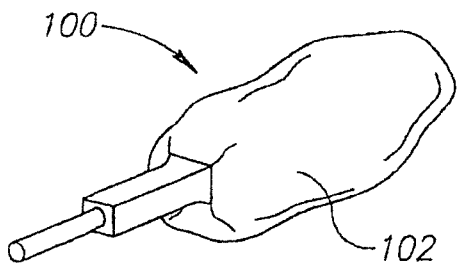


图10A

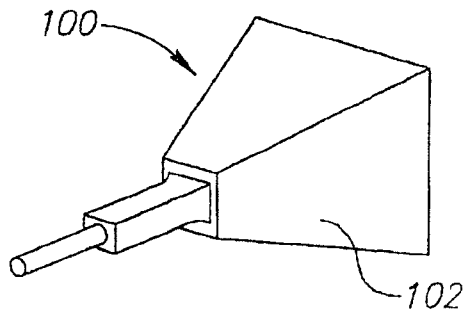


图10B

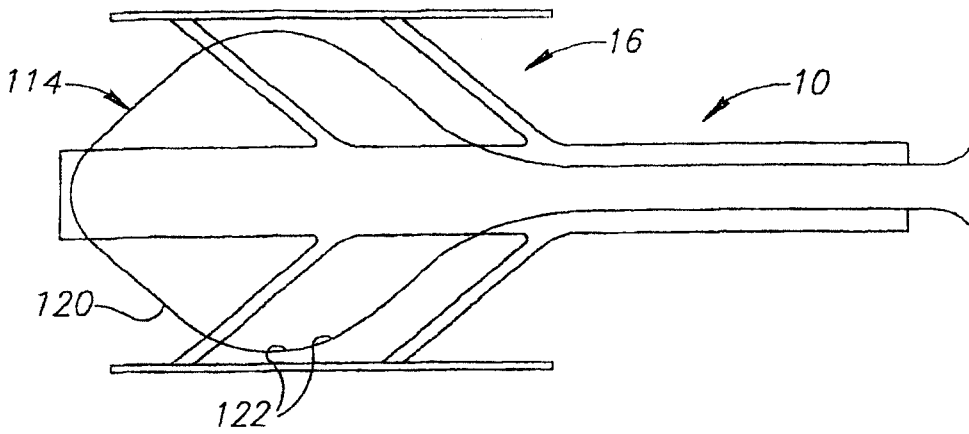


图11A

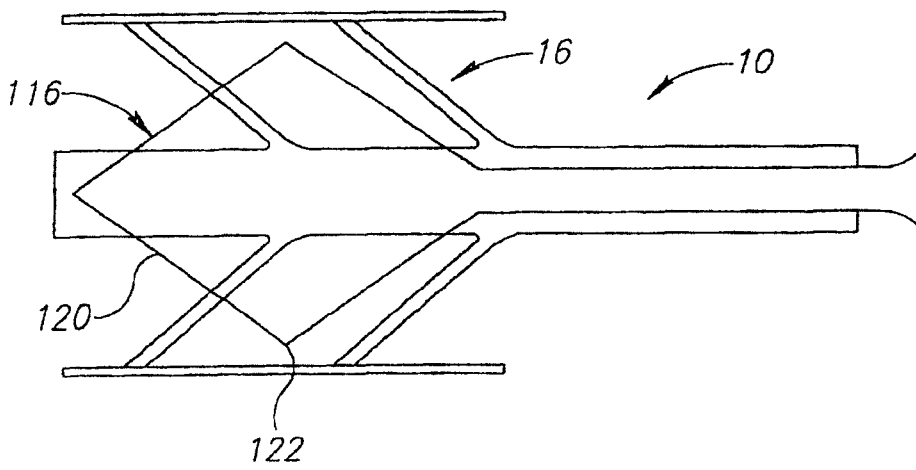


图11B

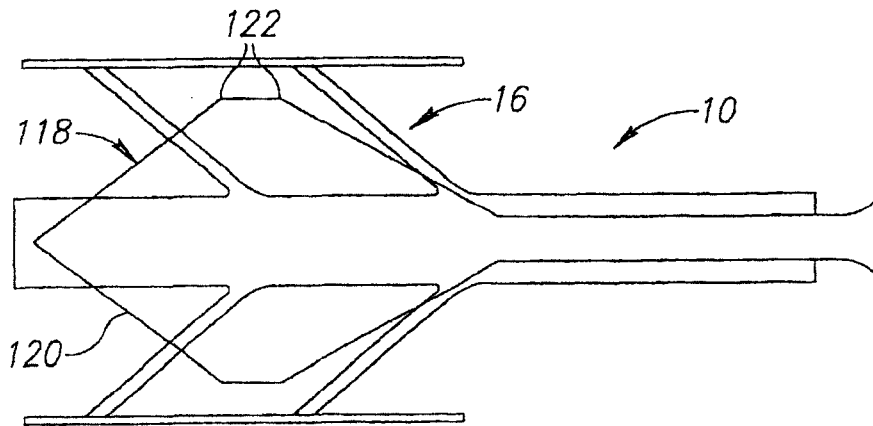


图11C